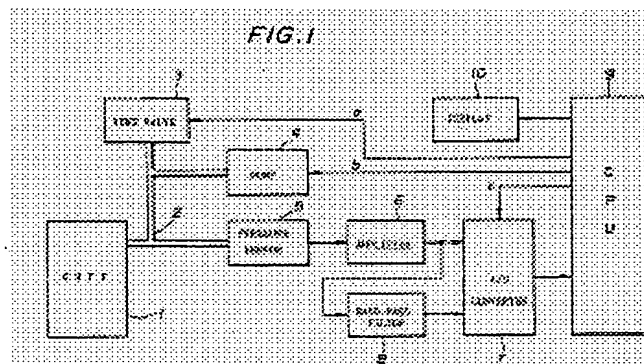


Patent number: JP62292139  
Publication date: 1987-12-18  
Inventor: OGAWA HIROSHI; SHIRASAKI OSAMU; MATSUMOTO KAZUHIRO; MIYAWAKI YOSHINORI  
Applicant: KAI ISAO;; OMRON TATEISI ELECTRONICS CO  
Classification:  
- international: A61B5/02  
- european:  
Application number: JP19860137908 19860612  
Priority number(s): JP19860137908 19860612

EP0249243 (A:  
US4830019 (A:  
EP0249243 (A:  
EP0249243 (B:

An electronic blood pressure meter, equipped with the functions of computing at least a single relative pulse wave amplitude value in relation with a maximum pulse wave amplitude value, computing a blood pressure value from the cuff pressure when an amplitude of the pulse wave signal has coincided with the relative amplitude value during a change in the amplitude value of the pulse wave signal, and using the reference pressure value thus obtained in accordance with a certain arithmetic formula. If desired, a different process may be selected for determining a blood pressure depending on an initial cuff pressure. This electronic blood pressure allows a measurement to be completed in a very short time and minimizes the discomfort of the person whose blood pressure is to be measured through reduction of the maximum cuff pressure. Yet the mathematical formula can be reduced to a simple arithmetic algorithm and is therefore easy to implement.



04/08/23

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭62-292139

⑬ Int.Cl.<sup>4</sup>

A 61 B 5/02

識別記号

3 3 7

庁内整理番号

E-7437-4C

⑭ 公開 昭和62年(1987)12月18日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全 11 頁)

⑮ 発明の名称 電子血圧計

⑯ 特 願 昭61-137908

⑰ 出 願 昭61(1986)6月12日

⑱ 発 明 者 白 崎 修 京都市右京区花園中御門町3番地 株式会社立石ライフサイエンス研究所内

⑲ 発 明 者 尾 川 洋 京都市右京区花園中御門町3番地 株式会社立石ライフサイエンス研究所内

⑳ 発 明 者 宮 脇 義 徳 京都市右京区花園中御門町3番地 株式会社立石ライフサイエンス研究所内

㉑ 発 明 者 松 本 和 博 京都市右京区花園中御門町3番地 株式会社立石ライフサイエンス研究所内

㉒ 出 願 人 立石電機株式会社 京都市右京区花園土堂町10番地

㉓ 出 願 人 甲 斐 勲 亀岡市西つつじヶ丘大山台1丁目11番4号

㉔ 代 理 人 弁理士 中村 茂信

明 細 書

1. 発明の名称

電子血圧計

2. 特許請求の範囲

(1) カフと、カフを加圧する加圧手段と、カフ内圧力を減圧する減圧手段と、前記カフ内の流体圧を検出する圧力検出手段と、この圧力検出手段の出力信号中に含まれる脈波成分を検出する脈波成分検出手段と、この脈波成分検出手段で検出された脈波成分より脈波振幅値を算出する脈波振幅値算出手段と、この脈波振幅値算出手段の出力信号及び前記圧力検出手段の出力信号に基づいて最高血圧値及び最低血圧値を決定する血圧値決定手段とから成る電子血圧計において、

前記脈波振幅値算出手段により得られた最大脈波振幅値を用いて単一又は複数の相対振幅値を算出する相対振幅値算出手段と、前記脈波信号の振幅が増大又は減少する過程でそれぞれの相対振幅値と等しくなった時点の圧力値を参考圧力値として算出する参考圧力値算出手段と、この参考圧力

値算出手段により得られた参考圧力値を用いて所定の演算式に基づき血圧値を算出する血圧値演算手段を備えたことを特徴とする電子血圧計。

(2) 前記最高血圧の算出過程において使用する前記参考圧力値は、同一測定中に求められた任意の手法による最低血圧値とそれ以外の第2の前記参考圧力値との2圧力値であり、最高血圧は前記最低血圧値と前記第2参考圧力との差を用いて算出された圧力線分を前記最低血圧値又は前記第2参考圧力値に加算することにより決定するものである特許請求の範囲第1項記載の電子血圧計。

(3) 前記最低血圧の算出過程において使用する前記参考圧力値は、同一測定中に求められた任意の手法による最高血圧値とそれ以外の第2の前記参考圧力値との2圧力値であり、最低血圧は前記最高血圧と前記第2参考圧力との差を用いて算出された圧力線分を前記最高血圧値又は前記第2参考圧力値から減算することにより決定するものである特許請求の範囲第1項記載の電子血圧計。

(4) 前記最高血圧の算出過程において使用する

前記相対振幅値は、前記最大脈波振幅点以上の任意カフ圧点に於ける脈波振幅値であって、この任意カフ圧点脈波振幅値と前記最大脈波振幅値との比率を最低血圧算出過程に用いるものである前記特許請求の範囲第1項記載の電子血圧計。

(5) 前記最低血圧の算出過程において使用する前記相対振幅値は、前記最大脈波振幅点以下の任意カフ圧点における脈波振幅値であって、この任意カフ圧点脈波振幅値と前記最大脈波振幅値との比率を最低血圧算出過程に用いるものである特許請求の範囲第1項記載の電子血圧計。

### 3. 発明の詳細な説明

#### (イ) 産業上の利用分野

この発明は、振動法式電子血圧計であって、血圧測定のためのカフ加圧を低圧で可能とし、測定時間の短縮を図った電子血圧計に関する。

#### (ロ) 従来の技術

振動法電子血圧計は、カフと、このカフを加圧する加圧ポンプと、カフ圧を減圧する排気弁と、カフ圧を検出する圧力センサと、マイクロコンピ

ュータ(MPU)を備えている。

このMPUは、圧力センサの出力信号より脈波成分を検出し、この脈波成分より脈波振幅値を算出すると共にカフ圧と脈波振幅値より最高血圧値(SYS)及び最低血圧値(DIA)を決定する機能を含んでいる。

このような振動法電子血圧計では、血圧値の決定にしきい値方式が採用されている。

通常、測定に際しては、カフを加圧して動脈を阻血した後、減圧する過程でカフ圧に含まれる脈波振幅を検出する。脈波は、カフ圧を一定微速度で減圧する際に血液が流れ始める時点で生ずる動脈の体積変動であり、この変動がカフに伝わり検出される。そして、この脈波振幅値はカフ圧の減少につれて徐々に大きくなり、最大値をとった後、暫時減少傾向を示す曲線(包絡線)を描く。

ここにおいて、最大脈波振幅値を検出し、前述の脈波振幅増加過程において、最大脈波振幅値の所定割合であるしきい値(例えば最大脈波振幅値の50%)に最も近い脈波振幅値を検出し、この

3

時点のカフ圧を最高血圧値と決定する。また、脈波振幅減少過程において、最大脈波振幅値の所定割合である他のしきい値(例えば最大脈波振幅値の70%)に最も近い脈波振幅値を検出し、この時点のカフ圧を最低血圧値として決定している。

#### (ハ) 発明が解決しようとする問題点

上記従来の振動法電子血圧計では、最大脈波振幅値の50%に対応するカフ圧を最高血圧値とし、最大脈波振幅値の70%に対応するカフ圧を最低血圧値と決定している。

この方式によれば、最高血圧値を得るのに、最大脈波振幅値の50%に対応する脈波振幅値を検出することが必要である。ところが、この最大脈波振幅値の50%に対応する脈波振幅値は、カフ減圧過程の当初に生ずる微弱な振幅値である。従って、この微弱な振幅値を検出するには、被測定者の最高血圧値よりも相当高い(本来は余分な)圧をカフにかけて動脈を阻血した後、カフ減圧に移行する必要がある。

このため、動脈に対し最高血圧値を越える圧を

4

かけるために測定時間がかかる許かりでなく、動脈部位に鬱血を生じさせる等の不利がある。また測定時、仮にカフの加圧が不足した場合には、最大脈波振幅値の50%に相当する脈波振幅値が検出し得ておらず、最高血圧値を決定できない場合が生じる。しかも、この状態が判明するのは脈波振幅(包絡線)を検出した後であるため、最高血圧値を求めるために再度測定を行わなければならない等の不利があった。

この発明は、従来のものが持つ、以上のような問題点を解消させ、カフに低圧をかけるだけで迅速に血圧を測定し得、しかも鬱血を生じさせる感れのない電子血圧計を提供することを目的とする。

#### (ニ) 問題点を解決するための手段及び作用

この目的を達成させるために、この発明の電子血圧計は、次のような構成としている。

電子血圧計は、カフと、カフを加圧する加圧手段と、カフ内圧力を減圧する減圧手段と、前記カフ内の流体圧を検出する圧力検出手段と、この圧力検出手段の出力信号中に含まれる脈波成分を検

出する脈波成分検出手段と、この脈波成分検出手段で検出された脈波成分より脈波振幅値を算出する脈波振幅値算出手段と、この脈波振幅値算出手段の出力信号及び前記圧力検出手段の出力信号に基づいて最高血圧値及び最低血圧値を決定する血圧値決定手段とから成る電子血圧計であって、前記脈波振幅値算出手段により得られた最大脈波振幅値を用いて単一又は複数の相対振幅値を算出する相対振幅値算出手段と、前記脈波信号の振幅が増大又は減少する過程でそれぞれの相対振幅値と等しくなった時点の圧力値を参考圧力値として算出する参考圧力値算出手段と、この参考圧力値算出手段により得られた参考圧力値を用いて所定の演算式に基づき血圧値を算出する血圧値演算手段とから構成されている。

このような構成を有する電子血圧計では、脈波振幅値を検出し、この脈波振幅値から最大脈波振幅値を検出した後、脈波振幅の下降段階における最大脈波振幅値の例えば70%に相当する脈波振幅値のカフ圧を最低血圧値(DIA)とする。次

7

は、例えばびずみゲージを使用したダイヤフラム式圧力変換器或いは半導体圧力変換素子等を使用する。前記加圧ポンプ4と排気弁3は、後述のCPU(セントラルプロセッシングユニット)9によって制御される。

圧力センサ5の出力信号(アナログ量)は、増幅器6で増幅され、A/D変換器7によりデジタル値に変換される。CPU9は、A/D変換器7によりデジタル値に変換された圧力センサ5の出力信号を、一定周期で取込む。また、圧力センサ5の出力信号は、増幅器6を介してバンドパスフィルタ8に通され、バンドパスフィルタ8ではカフ圧信号上に現れる脈波成分を抽出し、この脈波信号(脈波成分)をCPU9が取込む。更にCPU9には、脈波振幅値を算出する機能、最大脈波振幅値から相対振幅値を算出する機能、得られた相対振幅値から参考圧力値を算出する機能及びこの参考圧力値から最高血圧値・最低血圧値を演算する機能等を備えている。更に、CPU9には、最高血圧値及び最低血圧値を表示する表示器10が

9

いで、脈波振幅値の上昇段階に於ける最大脈波振幅値の75%に対応する脈波振幅値のカフ圧(L値)を求める。そして、前記L値からDIAを差し引いた値(差値)の32%を前記L値に加算し、この加算値を最高血圧値(SYS)と決定する。

従って、この最高血圧値算定手段によれば、最大脈波振幅値の75%に相当する脈波振幅値を求めることで最高血圧値を演算し得る。かくして、カフを被測定者の最高血圧値以上に加圧する必要がなく、余分な加圧を解消でき測定時間の短縮を実現し得る。

#### (ホ) 実施例

第11図は、この発明に係る電子血圧計の空気系と測定回路の具体的な一実施例を示すブロック図である。

カフ1には、チューブ2を介して加圧ポンプ(加圧手段)4、排気弁(排気手段)3及び圧力センサ(圧力検出手段)5が接続されている。

排気弁3は、急速排気弁と微速排気弁の2種類の弁より構成されている。また、圧力センサ5に

8

接続されている。

第3図は、脈波包絡線に基づき実施例電子血圧計が血圧値を決定する算出方式を説明する説明図である。

脈波包絡線は、一般に第3図のように得られる。

従来、電子血圧計では、前述のように、脈波振幅が最大脈波振幅点(ピーク値)より高圧側及び低圧側でそれぞれ最大値の50%、70%となる点のカフ圧を最高血圧値(SYS)、最低血圧値(DIA)としていた。この実施例電子血圧計の特徴は、最大脈波振幅値の50%に対応する脈波振幅値(SYS)を求めるのではなく、脈波振幅が最大振幅点より高圧側で75%となる脈波振幅値のカフ圧値L(mmHg)を求める点にある。

そして、最低血圧値は従来と同様に、最大脈波振幅値の70%に対応する脈波振幅のカフ圧をDIAと設定する。そして、最高血圧値は以下のよう算出される。

$$SYS = L + 0.32(L - DIA) \quad (\text{mmHg})$$

つまり、最高血圧値は最大脈波振幅値の75%

脈波振幅値（この時点のカフ圧 $L$ ）を基準とし、この $L$ と $DIA$ との差値を求め、この差値の32%を前記 $L$ に加算し、この加算値を最高血圧値として算出する方式である。

第6図は、他の実施例による血圧値算出方式を説明する説明図である。また、第7図(A)及び第7図(B)は、この実施例方式（理論）の基礎となる説明図で、第7図(A)は、後述する統計処理による $X(\%)$ と $P(\%)$ の関係を示す説明図であり、第7図(B)は、この $X-P$ 曲線を示す説明図である。

先の実施例では、最高血圧値を算出するのに、最大脈波振幅値の75%に対応する脈波振幅値（ $L$ ）を基準としたが、この実施例では、第6図に示すように、最大脈波振幅値の $X(\%)$ の脈波振幅値を求め、この $X(\%)$ 脈波振幅値と $DIA$ との差値を算出し、この差値の $P(\%)$ を前記 $X(\%)$ 脈波振幅値のカフ圧に加算した加算値を最高血圧値と決定する。

つまり、この実施例では、カフの加圧程度により異なる最初の脈波振幅値が、最大脈波振幅値に

対してどの時点で発生したかを問題とし、カフ減圧後、最初に発生した脈波振幅値（ $X(\%)$ 脈波振幅値）が最大脈波振幅値の50%以下である場合には、従来例と同様に $SYS$ を決定し、逆に50%以上である場合には、後述の方式で $SYS$ を決定する選択方式を採用している。

脈波振幅値の最大振幅値に対する比が $X(\%)$ の圧力点を $L$ とし、この点 $L$ から最低血圧値 $DIA$ までの圧力差100(%)とした時の点 $L$ から最高血圧値 $SYS$ までの圧力差の比率を $P(\%)$ とすると、最高血圧値は次のように表される。

$$SYS = L + P / 100 (L - DIA) \quad (mmHg)$$

この実施例では、この $P$ と $X$ の関係を統計的手法により求め、最高血圧値算出過程に導入するものである。第7図(A)は、 $P$ と $X$ の関係をサンプル数225名の統計データから得た結果を示す表である。また、第7図(B)は、この $P-X$ 関係をグラフ化したものであるが、この図において、点線で示すように、この $P-X$ 曲線は次の関係式で近似することができる。

1 1

$$P = (X - 36)^2 / 40 - 5$$

この実施例では、この式で与えられる $P-X$ 関係をもとに最高血圧値を算出される。

第10図は、更に他の実施例における血圧値決定方式を説明する説明図である。

先の実施例では、いずれもカフ加圧後に微連排気の段階で血圧を測定する方式であったが、この実施例ではカフの加圧段階、つまりカフを微連加圧する過程で血圧を測定する点に特徴がある。

この実施例では、最高血圧値の算出を従来方式（最大振幅値の50%にあたる脈波振幅値に対応するカフ圧を最高血圧値とする方式）で行う。そして、最大脈波振幅値の80%に対応する脈波振幅値を求め、この80%脈波振幅値の最大脈波振幅値より低圧側のカフ圧（ $R$ ）を基準として最低血圧値を求める。つまり、前記 $SYS$ と $R$ との差値を求め、この差値の15%の値を前記 $R$ から差引いた減算値を $DIA$ と決定する方式である。

最低血圧値は、以下の式にて算出される。

$$DIA = R - 0.15 (SYS - R) \quad (mmHg)$$

1 3

1 2

この実施例では、カフ加圧段階で血圧値を求めるものであるから、一層カフの余分な加圧が解消され、測定時間も極端に短縮できることとなる。

第1図は、実施例（第1実施例）電子血圧計の具体的な処理動作を示すフローチャートである。

動作が開始すると、CPU9からの信号 $a$ （第11図参照）により加圧ポンプ4が駆動され、カフ1への加圧が開始される（ステップ（以下「ST」という）1）。この加圧によりカフ1の圧力が所定の値に達すると、カフ圧が設定値に到達したことをCPU9が認識し（ST2）、信号 $a$ によって加圧ポンプ4が停止し（ST3）、加圧が終了する。この後、CPU9からの信号 $b$ により排気弁3が微連排気を開始し（ST4）、以下の血圧決定処理に移行する。

先ず、変数 $n$ 及び $H_{max}$ をそれぞれ0に初期化する（ST5）。ここで、変数 $n$ はCPU9が脈波を1拍認識する毎にインクリメントされる脈波のカウントであり、 $H_{max}$ は最大脈波振幅値を認識するために脈波振幅値の最大値を保持する変数

1 4

である。

次に、変数  $l$ 、変数  $P_{max}$  及び  $P_{min}$  をそれぞれ 0 に初期化する (ST6)。ここで、 $l$  は CPU 9 が A/D 変換器 7 から読み込むカフ圧データ  $A(i)$  及び脈波データ  $P(i)$  のカウンタであり、 $P_{max}$ 、 $P_{min}$  は 1 拍毎の脈波振幅値を算出する為に、脈波最大値、最小値をそれぞれ保持する変数である。

更にその後、変数  $n$  を 1 インクリメントし (ST7)、 $l$  もインクリメントした後 (ST8)、脈波データ  $P(i)$  を A/D 変換器 7 から読み込む (ST9)。そして、この脈波データ  $P(i)$  の値を  $P_{max}$  と比較し (ST10)、 $P(i)$  が  $P_{max}$  より大の場合には、ST11 において  $P(i)$  の値を  $P_{max}$  に代入して  $P_{max}$  の値を更新した後、次の ST12 へ進む。しかし、それ以外の場合には、ST10 から直接 ST12 へ移行する。

次いで ST12 では、 $P(i)$  の値を  $P_{min}$  と比較し、 $P(i)$  の値が  $P_{min}$  より小さい場合には、ST13 において  $P(i)$  の値を  $P_{min}$  に代入し、

$P_{min}$  を更新した後、ST14 に移る。しかしそれ以外の場合には、ST12 から直接 ST14 へ移行する。

ST14 では、脈波データの区切点が検出されたか否かを判定している。ここで区切点とは、第 4 図で示すように、脈波データ  $P(i)$  が、あるスレッシュホールドレベル  $TH2$  と上昇過程で交差する点 (図示の矢印点) であり、脈波の 1 拍毎の区切りを与えるものである。

脈波の区切り点が検出された場合には、次の ST15 へ進むが、検出されない場合には次の脈波データについて、ST8 乃至 ST14 の処理を繰返す。今、脈波の区切り点が検出されたとすると、 $P_{max}$  と  $P_{min}$  との差を計算し、この差値を脈波振幅値  $H(n)$  とする (ST15)。

そして、カフ圧データを A/D 変換器 7 より読み込み、脈波振幅値  $H(n)$  に対応するカフ圧値  $A(n)$  を読み込む (ST16)。

次の ST17 では、脈波振幅値  $H(n)$  が  $H_{max}$  より大きいのかを判定している。 $H(n)$  が  $H_{max}$

15

より大きい場合には、この ST17 の判定が "YES" となり、次の ST18 において  $H(n)$  の値を  $H_{max}$  に代入して  $H_{max}$  を更新すると共に、その時点の脈波カウンタ  $n$  の値を変数  $N$  に代入して記憶した後、ST6 へ戻り、次の脈波振幅値について ST6 乃至 ST18 の処理を繰返す。脈波振幅値が、まだ最大脈波振幅点を迎えておらず、上昇過程にある場合には、必ず  $H(n)$  は  $H_{max}$  より大であるから、この処理が繰返される。

今、脈波振幅値  $H(n)$  が  $H_{max}$  より小さくなるとすると、ST17 の判定が "NO" となり、ST19 へ移行する。ST19 では、脈波振幅値  $H(n)$  が  $0.7H_{max}$  より小さいか否かを判定している。つまり、脈波振幅値が最大脈波振幅点を過ぎて下降過程に入り、最大脈波振幅値の 70% に到達したか否かを判定している。ここで、最大脈波振幅値の 70% の脈波振幅値とは、最低血圧値と設定されているカフ圧を指す。

仮に、脈波振幅値が最大脈波振幅値の 70% より大きいとすると、この ST19 の判定が "NO"

16

となって ST6 へ戻り、ST7 乃至 ST19 の処理を繰返す。今、脈波振幅値が最大脈波振幅値の 70% になったとすると、ST19 の判定が "YES" となり、その時点のカフ圧  $A(n)$  を最低血圧値 (DIA) とする (ST20)。この後、ST21 で後述する処理に基づき最高血圧値が決定され、カフ 1 を急速排気し (ST22)、最高血圧値及び最低血圧値を表示器 10 に表示し (ST23)、測定が終了する。

第 2 図は、前記 ST21 にて行われる最高血圧値決定の具体的処理動作を示す要部フローである。

先ず、最大脈波振幅値の番号  $N$  を変数  $j$  に代入し (ST101)、次いで変数  $j$  を 1 デクリメントする (ST102)。次の ST103 では、脈波振幅  $H(j)$  が  $0.75H_{max}$  より小さいか否かを判定している。つまり、第 3 図で示す最高血圧値を決定する基準となるカフ圧  $L$  (最大脈波振幅値の 75% に対応する脈波振幅値) を求めている。

脈波振幅  $H(j)$  が最大脈波振幅値の 75% より大きい場合には、この ST102 の判定が "NO"

17

18

となり、ST102へ戻る。つまり、変数Jで示される脈波振幅H(j)の値が $0.75H_{max}$ より小としない限り、ST102、ST103を繰返すこととなる。

今、脈波振幅H(j)が最大脈波振幅値の75%より小さくなったとすると、このST103の判定が“YES”となり、H(j)算出時点でのカフ圧値A(j)を圧力値Lとする(ST104)。

そして、前述の算出式により

$$SYS = L + 0.32(L - DIA)$$

から最高血圧値を算出し(ST105)、最高血圧値算出ルーチンからリターンする。

第5図は、第2実施例(第6図で示した血圧決定方式)の最高血圧値決定のための動作を示す要部フローである。

この実施例は、最高血圧値決定方式に特徴があり、最低血圧値の決定方式は先の第1実施例と全く同様の処理で実行される。

この実施例での最高血圧値の決定手段は、先ず、血圧測定開始後、最初に認識された脈波振幅値H

(j)が最大脈波振幅値の何% (X%)に対応するかを検出する。このX%は、次の式により求められる(ST106)。

$$X = H(j) \cdot 100 / H_{max}$$

このXは、第1脈波振幅値の最大脈波振幅値に対する比率である。次のST107では、Xが50%より大であるか否かを判定している。この実施例では、最初に検出された脈波振幅値が最大脈波振幅値の50%以下か否かにより最高血圧値の決定方式を選択する。

仮に、測定に際しカフ加圧が充分になされ、微弱な脈波振幅値が最初から得られたとすると、つまりH(1)の値が最大脈波振幅の50%以下であるとすると、ST108へ進み、ポインタJに初期値1を代入し、Jを1インクリメントする(ST109)。その後、Jで与えられた脈波振幅値H(j)の値を最大脈波振幅値の50%と比較する(ST110)。H(j)が $0.5H_{max}$ より大であれば、ST110の判定が“YES”となり、ポインタJで示された1つ前のカフ圧値A(j-1)を最

19

高血圧値とする(ST111)。つまり、脈波振幅値H(j)が最大脈波振幅値の50%である場合は、従来例と同様にして最高血圧値を決定する。一方、脈波振幅値H(j)が最大脈波振幅値の50%以上である場合には、ST107の判定が“NO”となり、ST112へ進む。

そして、前述の式により

$$P = (X - 36) \cdot 100 / 40 - 5$$

Pを算出した後、次式から

$$SYS = A(1) + P/100 \cdot [A(1) - DIA]$$

最高血圧値を算出する。

第8図は、第3実施例(第10図で示した血圧決定方式)による血圧値決定動作を示すフローチャートであり、第9図は、この実施例の特徴である最低血圧値決定方式を示す要部フローである。

この実施例の特徴は、カフの加圧過程において血圧値を求める点にある。従って、第8図のフローで説明されているST31乃至ST50までは、先の実施例と同様な処理が実行され、特徴はない。

ただ、この実施例では、カフIが予め設定され

20

た最低血圧より充分低い所定の値(加圧設定値)まで急速加圧される(ST31)。カフIがこの設定値まで加圧された時点で、ST32の判定が“YES”となり、急速加圧が停止する(ST33)。

その後、急速加圧から微速加圧に切替えられ(ST34)、以下、他の実施例と同様な血圧決定処理が実行される。この実施例では、最大脈波振幅値の50%に対応する脈波振幅値のカフ圧が最高血圧値と決定される(ST49)。

次いで、最低血圧値が求められる。

第9図は、この実施例における最低血圧値算出動作を示している。ST301で最大脈波振幅値の番号Nが変数Jに代入され、第10図で示す最大脈波振幅値の80%に該当する脈波振幅値を求める(ST302)。今、最大脈波振幅値の80%の脈波振幅値が求められたとすると、ST303の判定が“YES”となり、この脈波振幅値の時点におけるカフ圧(R)が求められる。

そして、ST305において、このRを基準と

21

22

して次の算出式に基づき、

$$DIA = R - 0.15(SYS - R)$$

最低血圧値が求められる。つまり、前記最高血圧値(SYS)からこのカフ圧Rを引いた差値を100%とし、この差値の15%を前記Rから引いた値を最低血圧値として決定する(ST305)。

#### (へ) 発明の効果

この発明では、以上のように、最大脈波振幅値から相対脈波振幅値を算出し、この相対脈波振幅値から参考圧力値を算出し、更にこの参考圧力値より所定の演算式に基づき血圧値を算出することとした。

この発明によれば、従来のように最大脈波振幅値の50%に対応する脈波振幅値のカフ圧を検出する必要がない。従って、カフを被測定者の最高血圧値より以上に余分な加圧をする必要がないから、短時間で測定を終了でき、且つ動脈の加圧も少なくて済み、鬱血を生じさせる成がない。

また、この発明では最大脈波振幅値の50%の脈波振幅値を問題としないから、従来のようにカ

フの加圧不足により最高血圧値が求められず、再測定が必要となる等の不利が解消される等、発明目的を達成した優れた効果を有する。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は、実施例電子血圧計の処理動作を示すフローチャート、第2図は、実施例処理動作のうち最高血圧値を決定する要部動作を示すフロー、第3図は、実施例血圧計による血圧値決定のための説明図、第4図は、脈波データの区切点を示す説明図、第5図は、他の実施例(第2実施例)による最高血圧値を決定するための要部動作を示すフロー、第6図は、第2実施例の最高血圧値決定のための説明図、第7図(A)は、統計処理によるX-P関係を示す説明図、第7図(B)は、X-P関係を図示したX-P曲線の説明図、第8図は、更に他の実施例(第3実施例)の処理動作を示すフローチャート、第9図は、第3実施例の最低血圧値を決定するための要部動作を示すフロー、第10図は、第3実施例の血圧値決定のための説明図、第11図は、実施例電子血圧計の回路構成例

23

を示すブロック図である。

- |               |           |
|---------------|-----------|
| 1: カフ、        | 3: 排気弁、   |
| 4: 加圧ポンプ、     | 5: 圧力センサ、 |
| 8: バンドパスフィルタ、 | 9: CPU。   |

特許出願人

立石電機株式会社

(ほか1名)

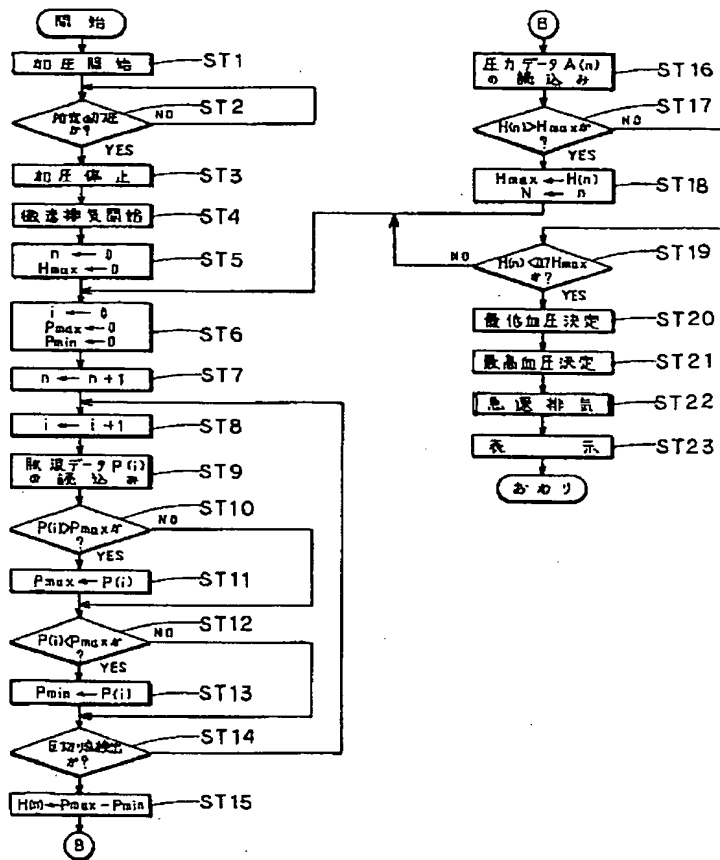
代理人

弁理士 中村茂信

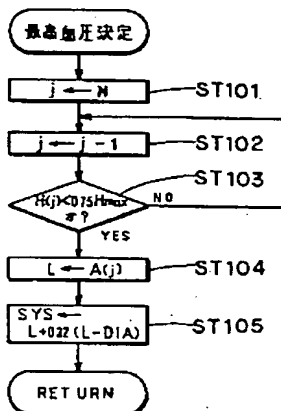
24



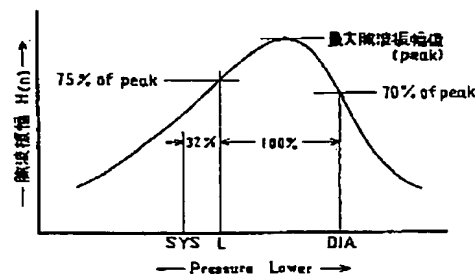
第 1 図



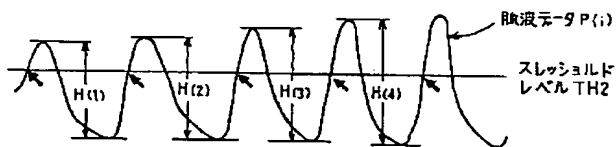
第 2 図



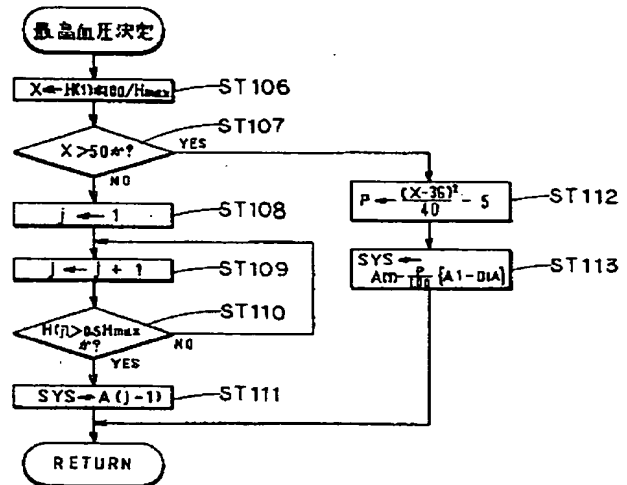
第 3 図



第 4 図

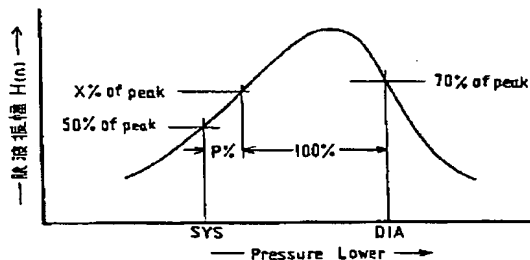


第 5 図



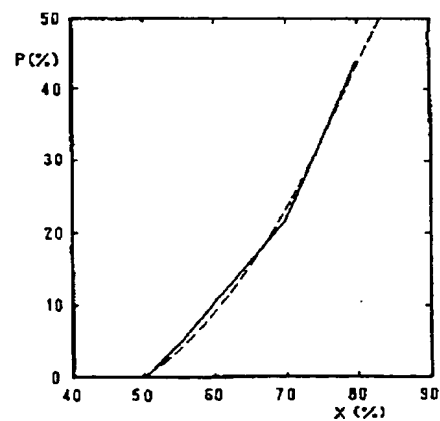
第 7 図 (A)

第 6 図

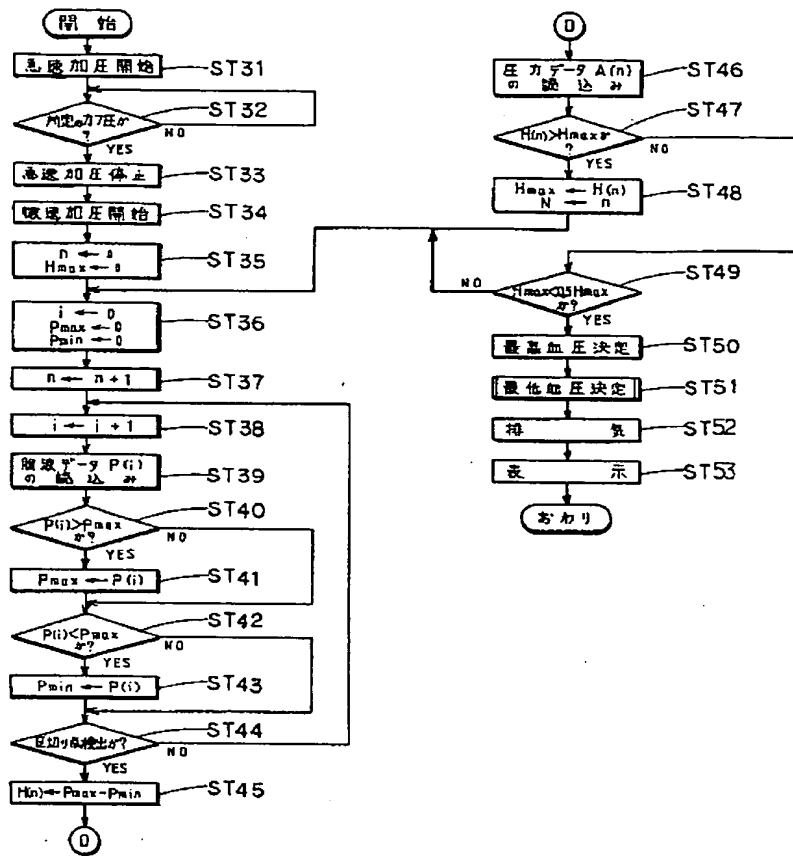


X (%)	P (%)
80.0	44.31
75.0	32.42
70.0	22.17
65.0	15.95
60.0	10.33
55.0	4.96
50.0	0.00

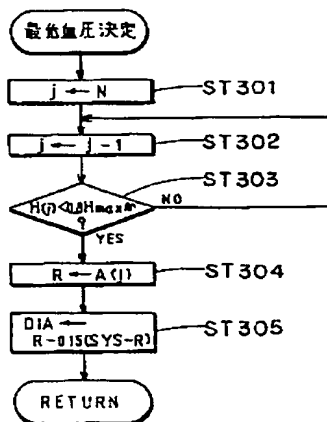
第 7 図 (B)



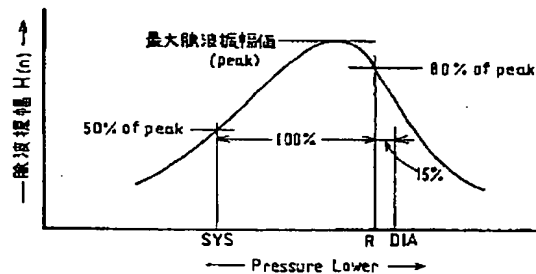
第 8 図



第 9 図



第 10 図



第 11 図

